

ref 4

⑩ 日本国特許庁(JP)

④ 特許出願公表

④ 公表特許公報(A)

平5-509006

④ 公表 平成5年(1993)12月16日

⑤ Int.Cl.⁹

識別記号

庁内整理番号

審査請求 未請求

A 61 F 2/36
2/28

9361-4C
9361-4C

予備審査請求 有

部門(区分) 1(2)

(全 8 頁)

⑥ 発明の名称 股関節部人工器官

⑧ 特 願 平3-510502

⑨ 翻訳文提出日 平4(1992)12月7日

⑩ 出 願 平3(1991)6月6日

⑪ 国際出願 PCT/AU91/00244

⑫ 国際公開番号 WO91/18559

⑬ 国際公開日 平3(1991)12月12日

優先権主張 ⑭ 1990年6月6日 ⑮ オーストラリア(AU) ⑯ PK0508

⑰ 発 明 者 セケル、ロナルド

オーストラリア国、ニュー・サウス・ウェールズ州 2217、コガラ
ー、モンゴメリー・ストリート 42

⑱ 出 願 人 セケル、ロナルド

オーストラリア国、ニュー・サウス・ウェールズ州 2217、コガラ
ー、モンゴメリー・ストリート 42

⑲ 代 理 人 弁理士 鈴江 武彦 外3名

⑳ 指 定 国

AT, AT(広域特許), AU, BB, BE(広域特許), BF(広域特許), BG, BJ(広域特許), BR, CA, CF
(広域特許), CG(広域特許), CH, CH(広域特許), CI(広域特許), CM(広域特許), DE, DE(広域特
許), DK, DK(広域特許), ES, ES(広域特許), FI, FR(広域特許), GA(広域特許), GB, GB(広域特
許), GN(広域特許), GR(広域特許), HU, IT(広域特許), JP, KP, KR, LK, LU, LU(広域特
許), MC, MG, ML(広域特許), MN, MR(広域特許), MW, NL, NL(広域特許), NO, PL, RO, SD,
SE, SE(広域特許), SN(広域特許), SU, TD(広域特許), TG(広域特許), US

請求の範囲

1. 着脱可能な頭部を有する頸部が着脱可能に形成された湾曲した軸部からなり、上記頸部は、上記軸部に対し、オス・メス或いはメス・オス嵌合可能であって、その一方で、上記頸部と結合可能な肘部を有し、この肘部は、既に固定されている上記軸部に上記頸部を接続するとともに、上記軸部に相対して回転可能であることを特徴する大腿骨の骨関節に挿入される大腿骨人工器官。

2. 上記肘部は、前記軸部のメス状部及び上記頸部のメス状部のそれぞれと嵌合されるチーバが与えられたオス状部を含む請求項1記載の大腿骨人工器官。

3. 上記肘部の相対的な回転は、前記軸部が固定された場合に、互骨日に隣接する上記頸部の方向(回転)を矯正することができ請求項1或いは2のいずれかに記載の大腿骨人工器官。

4. 前記軸部のメス状部は、上記肘部の一方のオス状部を軸方向に受入れるためのチーバが与えられた凹みを含む請求項3記載の大腿骨人工器官。

5. 上記肘部は、90°ないし180°の角度で連続配置された2つの肘部によって形成される請求項4記載の大腿骨人工器官。

6. 上記肘部は、少なくとも一方或いは双方の肘部に、前記軸部及びまたは上記頸部を肘部から離脱させるためのカラーまたはフランジを含む請求項5記載の大腿骨人工器官。

7. チーバが与えられている前記軸部に内蔵される第一のオス状部は、チーバが与えられている上記頸部に内蔵される第二のオス状部よりも長く形成される請求項6記載の大腿骨人工器官。

8. 前記軸部は、自身の幅の広い側の端部或いはその近傍に位置され、幅広チーバが与えられた第一のヘリカルねじ部と上記端部よりも低い位置または自身の幅の狭い側に位置され、幅の狭いチーバが与えられた第二のヘリカルねじ部とを含む請求項7記載の大腿骨人工器官。

9. 上記第一及び第二のねじ部は、等しい長さまたは異なる長さに形成される請求項8記載の大腿骨人工器官。

10. 上記第一のねじ部は、上記第二のねじ部と同じ方向に進行する請求項9記載の大腿骨人工器官。

11. 上記第一のねじ部は、上記第二のねじ部に比較して等しいピッチまたは異なるピッチのねじを有する請求項10記載の大腿骨人工器官。

12. 前記軸部は、大腿骨の骨関節内に挿入され、上記第一及び第二のねじ部の位置によって発生される応力を大腿骨に伝達する請求項11記載の大腿骨人工器官。

13. 上記頸部は、カップからなる請求項12記載の大腿骨人工器官。

14. 前記軸部及び上記肘部は、鉄またはチタンから製造される請求項13記載の大腿骨人工器官。

15. 上記カップは、セラミックまたはプラスチックから製造される請求項14記載の大腿骨人工器官。

16. 互いに斜角に配置され、それぞれ、外面に向かってテーパ領域が与えられている2つの側面を含む、これまでに説明したいずれかの請求項に記載されている大腿骨人工器官に利用される肘部。

17. 一方のテーパ領域は、残りのテーパ領域よりも長く形成され、長い方のテーパ領域が前記肘部に挿入される請求項18記載の肘部。

18. 上記肘部のテーパ領域を受入れるための凹みが増部に形成されている、これまでに説明したいずれかの請求項に記載されている大腿骨人工器官に利用される袖部。

19. 距離において配置された第一及び第二のねじ部は、互いに同一方向に進行する請求項18記載の袖部。

20. 上記テーパ領域は、モールステーパからなる上述したいずれかの請求項に記載の人工器官。

21. 袖部と頸部と頸部からなり、前記袖部は、距離において配置された第一及び第二のねじ部を有することを特徴とする大腿骨の骨髄腔に挿入される大腿骨人工器官。

22. 上記袖部は、自身の幅の広い側の端部またはその近傍に位置され、幅広テーパが与えられた第一のヘリカルねじ部と自身の幅の狭い側に向かって或いは狭い側の端部に位置され、幅の狭いテーパが与えられた第二のヘリカルねじ部を含む請求項21記載の大腿骨人工器官。

23. 上記ねじ部は、等しい長さまたは異なる長さに形成される請求項21記載の大腿骨人工器官。

24. 上記第一のねじ部は、上記第二のねじ部と同じ方向に、

提供するために、前記肘部を前記袖部に対して相対的に回転可能にする請求項21記載の大腿骨人工器官。

25. 前記頸部は、セラミックカップからなり、前記肘部の一方のモールステーパを経て肘部に接続される請求項21記載の大腿骨人工器官。

26. 上記第一のねじ部は、上記第二のねじ部に比較して、高速ねじを有する上述したいずれかの請求項に記載の大腿骨人工器官。

第二のねじ部よりも高速で進行する請求項21記載の大腿骨人工器官。

27. 前記袖部は、大腿骨の骨髄腔内に挿入され、上記第一及び第二のねじ部の協働によって発生される応力を大腿骨に提供する請求項21記載の大腿骨人工器官。

28. 上記第一のねじ部は、上記第二のねじ部に比較して等しいピッチまたは異なるピッチのねじを有する請求項21記載の大腿骨人工器官。

29. 前記袖部、頸部、及び、頭部は、相互に、着脱可能である請求項21記載の大腿骨人工器官。

30. 前記袖部は、前記頸部を含む前記肘部に対し、オス・メス或いはメス・オス接続を可能にする機構を含む請求項21記載の大腿骨人工器官。

31. 前記袖部には、前記肘部のオス状態を受入れるための凹みが付加されている請求項21記載の大腿骨人工器官。

32. 上記機構は、前記肘部の一端のテーパを受入れるための凹みからなる請求項21記載の大腿骨人工器官。

33. 前記肘部は、自身の他の一端に、前記頸部と結合するために付加された第二のテーパを有する請求項21記載の大腿骨人工器官。

34. 前記袖部の上記凹みは、袖部を引抜くために利用されるアレンキーを受入れる機構を含む請求項21記載の大腿骨人工器官。

35. 前記肘部と前記袖部との間及び前記肘部と前記頸部との間のそれぞれの場合は、寛骨臼に隣接した前記頸部の屈曲を

明 示 書 股関節人工器官

この発明は、外科用人工器官、特に、早期療法に引続く初期治療或いは股関節運動の校正による股関節の置換えに利用される大腿部構造に関する。

股関節の置換えは、整形外科に共通の手法であって、股関節の変形疾患、股関節の損傷、及び、股関節の損傷のあとの股関節形成による疾患などに必要とされる。

外科処置における股関節の置換えは、寛骨臼のリーマによる削り、大腿骨の近位骨髄腔のリーマによる削り、及び、生来の大腿骨頭部を置換えるための近位骨髄腔への人工器官の挿入を必要とする。

人工器官の頸部（一般に、着脱可能なセラミックボールによって形成されている）は、生来の股関節における大腿骨頭部が寛骨臼を伴っていると同様の方法で、寛骨臼を引連れていく。

関節の病理学の指示に従えば、寛骨臼のリーマ削りは、股関節の置換えに必ずしも必要とは限らない。例えば、大腿骨頭部の損傷などの場合に、大腿骨頭部の置換えが必要になる。この発明は、関節運動の回復のための関節形成及び股関節形成の大腿部構造に利用できる。

大腿部頭部を置換えるために利用される多くの股関節人工器官が存在する。公知の大腿部頭部人工器官は、付着する不利益を減らすことによる様々な成功の程度を伴いつつ、広く受けわたっている。

公知の広く利用されている人工器官は、通常、全長に亘って緩やかなカーブが与えられ、弓形の弓に沿って湾曲した軸部及びセールスチーバを經由して人工器官の頸部に引連れられている頸部の近位端部からなる。軸部は、大腿骨の骨髓腔に挿入される。

人工器官は、人工器官が打ち込みによって位置されるために、骨と人工器官との間に、ぴったりとした隙間のない接合を導く範囲に、外科医によってリーマ削りされた骨髓腔に、挿入される。実際には、人工器官の着脱を簡便なサイジングによるリーマ削り、即ち、人工器官が打ち込みによって位置される位置に最終的な打ち込みによって骨と人工器官との間に隙間のない接合を提供するために、大腿骨頸部の近位に、人工器官が挿入される際に（人工器官の）軸部が僅かに移動できる範囲に、リーマ削りされる。この位置の最終段階として、外科医によって人工器官が強く打ち込まれる場合、骨の弾性係数を越えるフープストレスが生じることで大腿骨が破損しないよう細心の注意が払われる。骨の弾性係数の許容値は、外科医の経験と感覚に頼られている。

大腿骨の破損は、公知の人工器官が利用された場合には、挿入或いは取外しの際に頻りに起きるが、挿入時の破損は、実質的な外科技術によるものである。

過去に、セメントによって固定された人工器官があるが、しかし、セメントが利用されることによって生ずる問題がある。股関節人工器官の破損は、セメントと骨との界面或いは骨と人工器官との界面が破損することで生じる。人工器官の転

回復は、患者が、座っている状態から立ち上がることによって発生する。

また、人工股関節は、使用者の運動によって軸部が繰返し移動されることで緩んだり固くなる。このことは、人工器官の損傷及び不必要な軸方向の移動、例えば、人工器官の埋没を誘発する。

骨の成長を促進するために、軸部に、直列の刻みが形成された人工器官がある。骨の成長は、人工器官を予め用意された位置に保持するとともに、挿込み (laying) 及び固定効果により、転回復傷及びまたは不必要な軸方向の移動を排除することを可能にする。

この種の公知の人工器官は、特に、損傷した人工器官の骨髓腔からの取外しのための軸部の設計を複雑にする問題を導く。損傷した人工器官を置換える処置は、股関節の置換えとして知られ、骨髓腔から損傷した人工器官の全てを取外す。人工器官が軸部の形成期以内に成長した骨によって保持されている場合、人工器官の取外しは、しばしば、困難を極めるとともに、不幸にも、大腿骨を、大腿骨の全長に亘って、長手方向に、少なくとも二つに分断する。このように、分断された大腿骨では、一方の骨に人工器官が頸部に設置されていることが多く、人工器官を取外すために、大腿骨は、さらに分断される。分断された大腿骨は、損傷した人工器官が大腿骨の分断によって取外されたのち、結束或いはおじ止めされる。新たな人工器官は、結末に先立って、または、結末のあとに、挿入される。

この方法の問題点は、治療期間の増大、特に、分断された骨の治療に必要な期間が患者の回復期間を増大させることである。

この種の人工器官を利用することは、かなり確立されているが、設置による不利益に対して改良が必要とされている。

他の人工器官として、軸部にねじが利用されたものがあるが、副次的に生じる、完全にねじ込んだ状態での方向の補正及び正確な寛骨臼と人工器官頸部のアライメントまたは屈曲の確保という点で、手術が非常に難しいという大きな不利益を被る。この方法では、正確なアライメント及び隙間なくねじ込むことに許されるマージンが僅かであって、後述な技巧が要求される。この理由から、この種のねじ式の人工器官は、ほとんど利用されていない。また、別の問題点として、ねじ式の人工器官は、股関節に対する抵抗力に乏しく、骨髓腔からの不必要な逆回転による引張りが生じることが知られている。この回転は、股関節機能の回復に必要な大腿骨頸部と寛骨臼との間の重要な屈曲を変化させてしまう。この人工器官のねじの戻りによる引張りは、股関節機能の回復したときの人工器官の取外しには好都合であるが、1本のねじを有するねじ式人工器官における不必要な逆回転による問題は、非常に問題である。1本のねじを有する公知の人工器官は、使用に際して好ましくない制約を与える。

この発明は、埋込み式人工器官によって、現在利用されている公知の股関節人工器官に付随する不利益を排除し、或いは、改良するものである。

加えて、この発明は、従来見られた多くの問題、即ち、ねじ式人工器官の不必要な引張し、ねじ式人工器官が完全に挿込まれた状態でねじ式人工器官と寛骨臼との間の屈曲の補正、及び、股関節を回復させる際の人工器官に關わる問題などに對して有益である。

この発明は、公知の人工器官の利点を組合わせることで、さらなる利点を提供するとともに、従来の不具合を除去するものである。

この発明の最も拡大された形態は、軸部及び頸部及び頸部からなり、生来の大腿骨頸部を置換え可能に組立てられて、大腿骨の骨髓腔に挿入される大腿骨人工器官であって、一端に凹みを有し、第一のねじ部及び第二のねじ部が形成された前記軸部、及び、一端が上記凹みに結合可能で、残りの端部には、人工頸部が結合される管状可能な部材を含み、上記軸部は、大腿骨の骨髓腔に挿入されて固定され、上記管状可能な部材と上記軸部との間の相対的な回転移動によって、上記頸部と寛骨の寛骨臼との間の屈曲を補正可能であることを特徴とする大腿骨人工器官である。

この発明の別の形態は、大腿骨頸部を置換え可能に組立てられて、大腿骨の骨髓腔に挿入される大腿骨人工器官であって、少なくとも1つのねじ部と一端部の凹みを有する軸部、及び、自身の一端を経て上記凹みに内嵌され、他の一端を経て人工頸部を受入れる部材を含み、上記軸部、上記部材及び上記人工頸部は、互いに結合されて、人工股関節を形成することを特徴とする大腿骨人工器官である。

この発明の別の形態は、大腿骨頭部即ち股関節を置換えるための大腿骨の骨髄腔に挿入される大腿骨人工器官であって、人工股関節のための頸部が形成された肘部を受入れる形状を肘部に有し、異なるピッチに形成された少なくとも2つのねじ部を有する袖部をからなる大腿骨人工器官である。

この発明の形態は、ねじ切りされた袖部、及び、2つのモールステーバを有し、着脱可能な肘部、及び、頸部からなる大腿骨人工器官である。

この発明の形態の1つは、袖部、この袖部から着脱可能な頸部、及び、この頸部から着脱可能な頸部からなる大腿骨の骨髄腔に挿入される大腿骨人工器官であって、上記頸部は、前記頸部を含む前記肘部に対し、オス・メス或いはメス・オス接続を可能であって、また、寛骨臼に固定した前記頸部の固定を提供するために、前記肘部を前記袖部に対して相対的に回転可能であることを特徴とする大腿骨人工器官である。

この発明の別の形態は、袖部及び頸部及び頸部からなる大腿骨の骨髄腔に挿入される大腿骨人工器官であって、上記袖部は、上記頸部を受入れるテーパが施された領域、及び、距離において配置されたねじ部を有することを特徴とする大腿骨人工器官である。

この発明のさらに別の形態は、上記肘部のテーパ領域を受入れるための凹みが袖部に形成され、及び、距離において配置されたねじ部を有する大腿骨人工器官に利用される袖部である。

この発明のさらなる形態は、互いに鈍角に配置され、それ

ぞれ、外側に向かってテーパ領域が与えられている2つの肘部を含む大腿骨人工器官に利用される肘部である。

この発明の一実施例は、互いに異なるピッチであって、それぞれにテーパが与えられ、それぞれが縫合されて形成されている2つのねじ部を有する袖部であって、一端に、自身の第二のオス状態に頸部のメス状態が挿入されている結合部材の対応する第一のオス状態を隙間なく受入れるメス状態の凹みからなる袖部である。

好ましくは、対応するメス状態と隙間なく結合される第一及び第二のオス状態は、それぞれ、結合部材のいずれかの端部のモールステーバであって、これによって、2つのモールステーバが形成され、袖部と結合部材、及び、結合部材と寛骨臼カップを、結合する。

人工器官は、袖部と、2つのモールステーバを含む、装置を装置するとともに、上記袖部に着脱可能に接続される肘部と、によって構成され、2つのねじ部を有する上記袖部の終端部に上記頸部を結合する上記1つのモールステーバが接続されて、一体構造に組立てられる。

この発明をより詳細に説明するための実施例を図面とともに示す。

図1は、この発明の実施例である人工器官が大腿骨に挿入された状態を長手方向に切断した断面図、

図2は、この発明の別の実施例である人工器官が大腿骨に挿入された状態を長手方向に切断した断面図、

図3乃至図5は、この発明の人工器官の様々な実施例を示

す断面図、

図6は、実施例の人工器官の分解図、

図7は、図6の袖部の平面図、

図8は、実施例の人工器官の分解図、

図9は、図8の袖部の平面図、

図10は、人工器官を受け入れる骨髄腔を用意するために利用される工具を示す正面図、である。

図1には、大腿骨長手断面2の近傍に位置された人工器官1が示されている。

図1の人工器官は、自身の長手方向端部に距離において配置された2つのヘリカルねじ部4及び5が形成されている袖部3からなる。袖部3は、高遠ねじれを有するねじ部4及び異なるピッチによる低遠ねじれを有するねじ部5を併用、袖部テーパを有している。

袖部3の上端部には、テーパを有する凹み6が形成されている。凹み6は、凹み6との間に、隙間のないオス/メス結合のために形成され、凹み6と反対のテーパが与えられているオス状態8を有する頸部即ち肘部7を受け入れる。

肘部7はまた、図部11のメス状凹み10を結合されるためのオス状態9からなり、公知の第二モールステーバを形成する。

人工器官を挿入するために、骨と人工器官とが互いに剛立であるよう、大腿骨の骨髄腔がリーマ削りされる。リーマ削りは、ねじ部の深さ及び袖部の幅とテーパに、概ね等しい位置を提供する。骨の断面は、概ね等しい幅で、ねじ部の長さ即ちねじ部の深さよりも長く削られる。リーマ削りは、高遠

ねじ部4よりもかなり低遠な低遠ねじ部5によって削られる。このねじ切りは、好ましくは、図10に示されているような斜切頭端状のねじ切り装置によって施される。袖部3は、骨髄腔にねじ込まれ、必要に応じて、適切な人工器官と骨との接着を与える（袖部）傾向される。この方法によれば、接着剤による固定或いは人工器官への前処置等の付随事項が不要になる。これとは別に、人工器官は、骨の成長を活性化するための水酸化リン灰石によって腐蝕される。

袖部3は、図10に示されている斜切頭端状のねじ切り装置またはトルクレンチとともに利用されるアレンキーによってリーマ削りされた位置にねじ込まれる。凹み6に挿入されている肘部7は、袖部が所定位置に位置される以前に、医師による回転によって、図示しない寛骨臼とのアライメントが修正される。この位置が規定されたのち、肘部は、打ち込みによって袖部に隙間なく嵌合される。モールステーバは、アライメント及び回転が規定されたあとの、肘部の、好ましくない回転及び軸方向の移動を阻止する。図部11（一般には、セラミック、クロム・コバルト、プラスチック或いはチタンなどによるカップ状）は、人工器官の終端である肘部7のオス状態9に打ち込まれる。2つのモールステーバを有する肘部が利用されることで、袖部3がねじ込まれたあとの寛骨臼即ち寛骨臼カップと図部11との回転アライメントを可能にすることから、人工器官の最終的な微調整が容易になる。袖部3の2つのねじ部は、従来のねじ込み人工器官に見られた袖部方向の引き戻しによる不必要な逆回転の問題を排除すること

のできる応力を軸部に提供する。2つのモールステーバが利用されることで、適切な大腸骨頸部と頸部との屈曲が提供される。

図2は、図1に示されている人工器官とは別の実施例を示し、第一の大腸ねじ部12と小腸ねじ部13が与えられている。第一ねじ部12とねじ部13は、協働して、骨髄腔に固定された軸部14に応力を提供する。この人工器官は、図10に示されている工具によって提供されるねじ通路が骨髄腔に用意されたのち埋め込まれる。

図3、4及び5は、この発明のさらに別の実施例を示している。ねじ部は、シンチレーション法 (scinted)、ビード法及び鋸歯法 (precasted) によって形成される。

図6には、この発明の実施例である大腸骨人工器官20の分解図が示されている。人工器官20は、軸部21、及び、肘部22と頸部23からなる連続可能な頸部から構成されている。軸部21は、また、終端部24に沿ってまたは近傍に位置されているねじ部24、及び、軸部から離れた位置27に位置されているねじ部25から構成されている。軸部が既に説明した位置にねじ込まれたとき、ねじ部24及び25のそれぞれヘリカルねじは、骨の骨髄腔の壁面に対して応力を及ぼす。従って、軸方向の引き戻しによる不必要な屈曲に対し、高い抗力及び回転安定性を有する堅牢な構造が達成される。図7によれば、軸部21は、終端部24に、肘部22のオス状部25が結合されるためのメス状凹み28を有している。軸部21には、また、人工器官をねじ込み状態で取り外すためのアレンキーが収容される6

角状部30が付加されている。肘部22は、互いに、人工器官の頸部を形成するテーパ29及び31から構成されている。テーパ29は、テーパ31よりも長く押入られることから、好ましくは、テーパ29は、テーパ31よりも長く形成される。肘部22は、軸部21が固定されたのち、軸部21に固定した肘部22の回転のための損失に必要な角度で、軸部21の凹み28に緩やかに押入られる。屈曲が矯正される際には、肘部22が回転されることで、緩衝なく脱脱されている凹み28の壁面32とテーパ29との間が調整される。テーパ31は、大腸骨人工器官を完成させるための頸部23の凹み33に結合される。

肘部22には、また、肘部を患者の大腸骨人工器官から取り外すための力点を提供するカラーまたはフランジ34が付加されている。軸部21の頂部35にチコが位置されるとき、カラーまたはフランジ34は、結合を開放するための抗力が提供される。図示されているカラー34は、軸部21と肘部22との分離を容易にするための一例である。従って、軸部から肘部22を容易に分離できるものであれば、別の構造が付加されてもよい。

図8には、より幾何学的に設計された軸部37及び頸部即ち肘部38を有する改良版人工器官36が分解された状態で示されている。図9は、軸部37の平面図である。軸部37の端部39は、予め決められている幅の領域41に置るねじ部40が形成されている。肘部コア42の直径は、概ね9mmないし13mmの範囲内に規定される。軸部コア42は、ねじ部40と非ねじ領域43からなる。ねじ部40は、径通ねじに形成される。ねじ部40と非ねじ領域43の長さは、好ましくは、それぞれ、3.5mm及び2.2

mmに規定される。

軸部37の終端部44には、長さが概ね4.0mmであって、テーパ及びねじが与えられているねじ部45、及び、長さが概ね3.3mmであって、テーパのみが与えられている非ねじ領域46が形成されている。ねじ部45は、ねじ部40のねじに比較して高速度ヘリカルねじである。終端部44は、大腸骨の骨髄腔の端部における医学的特性に沿って、概ね10°のテーパに形成される。コアの直径は、2.0mmないし2.6mmの範囲内に規定される。最外縁に1mmないし2.5mmのねじが付加されている。軸部37の終端部44には、モールステーバ47が形成されている。テーパは、モールスレンジ3/4ないし1.5が好ましいが、このパラメータに制限されることはない。軸部37に対し、押入及び軸方向の引き戻しを可能にする6角状の凹み48におけるモールステーバ47は、脱臼部機能を矯正する。

軸部は、好ましくは、自身の周囲に骨即ち骨形成を活性化するために、ねじ部に水酸化リン灰石がコートされたチタンまたはクロム-コバルト合金によって形成される。尚、ビード法によるクロム-コバルトが利用される場合、骨形成が促進される。

従来の人工器官軸部は、骨の成長に依存する、或いは依存しない、固定のために提供され、円周上に規定される固定のための位置を有している。このように形成された軸部には、固定のための位置の信頼性を劣化させるフープストレスを引き起こすことがある。公知の多くの人工器官には、人工器官と骨との間の接触に制限を与え、局所的な力の分散を生じさ

せる、方形或いは矩形の中間室が形成されている。

この発明の軸部37は、結果として十分な接触力を提供できる人工器官と骨との間の接触領域を増大させる。人工器官36は、また、肘部即ち頸部38は、90°ないし180°の間の鈍角に形成される。肘部38は、第一のモールステーバ49及び第二の大きなモールステーバ50から構成されている。2つのテーパの相違は、軸部37への押入の阻害を阻止するためである。テーパ49は、好ましくは、モールスレンジ1、また、テーパ50は、好ましくは、モールスレンジ1.5に形成される。

肘部38には、また、それぞれのモールステーバの開放を容易にするカラー51及び52が配置されている。

モールスレンジ1のテーパ49は、軸部37のテーパ47に結合される。テーパ50は、凹み54を経て頸部53に結合される。頸部53は、1.5のモールステーバを内蔵し、2.8、3.2または3.8mmの直径に形成される。押入られた軸部における肘部は、医師によって、患者の大腸骨の正中線と、寛骨臼または脱臼部全体における寛骨臼の凹み内に位置されている頸部53の矯正位置までの距離に正確に一致される。肘部に配置されている2つのモールステーバは、大腸骨頸部における生長の中心を容易に提供できる。

最適な屈曲は、軸部のテーパ47に押し込まれる以前のテーパ49と肘部53によって達成される。

肘部が除去される場合には、カラー51に対する、チコによる加圧 (レバーリング・levering) 或いは押込みによる加圧

(ウェッジング-wedging) によって、モールドスチーパは容易に同軸される。同時に、関節53が取外される場合には、カラー52に対するレバーリング及びウェッジングによって容易である。

人工器官が固定されるために、骨髄腔は、大腿骨の長手方向断面で示される場合に、長径に直交する面に沿ってリーマ削りされる。このことは、軸部を、前方及び後方に対して、90°に固定できる。

この発明によれば、フープストレスが生じることのない固定が可能になる。

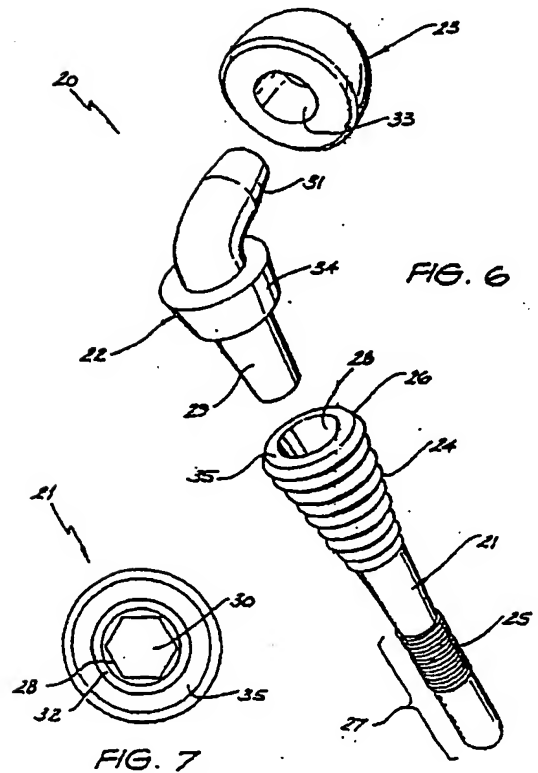
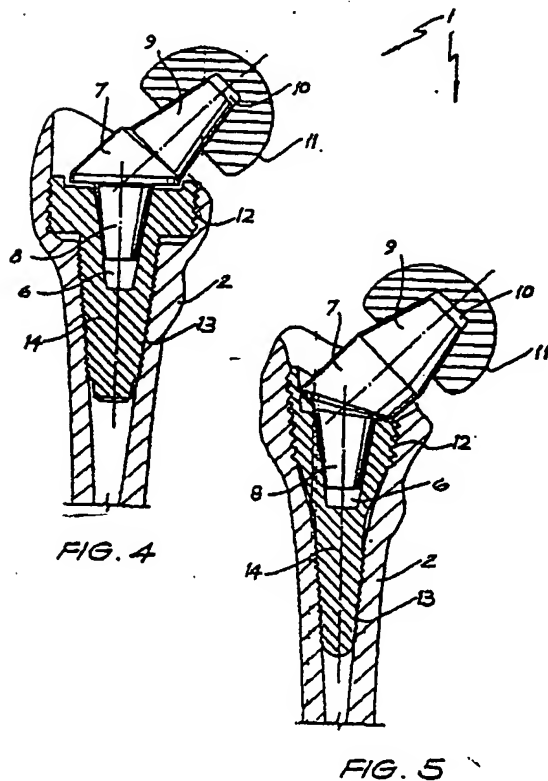
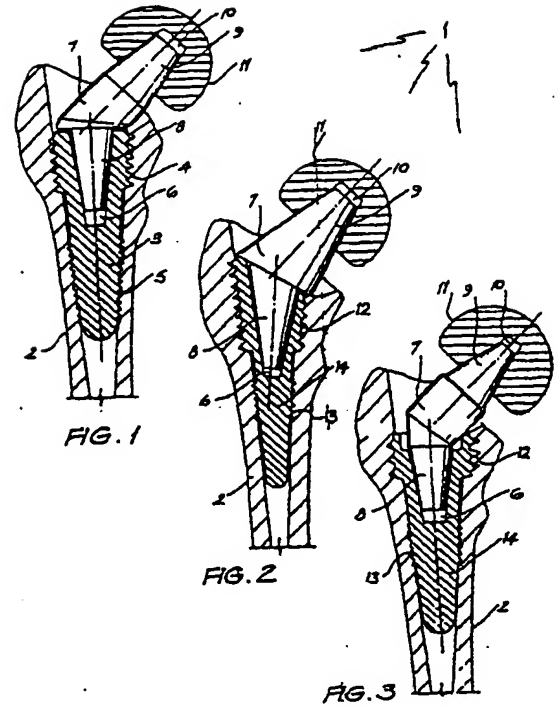
軸部37は、例えば、これまでに利用されていた人工器官によって固定位置が損傷を受けている場合には、損傷を受けていない骨との接触を確保するために、延ばすことができる。

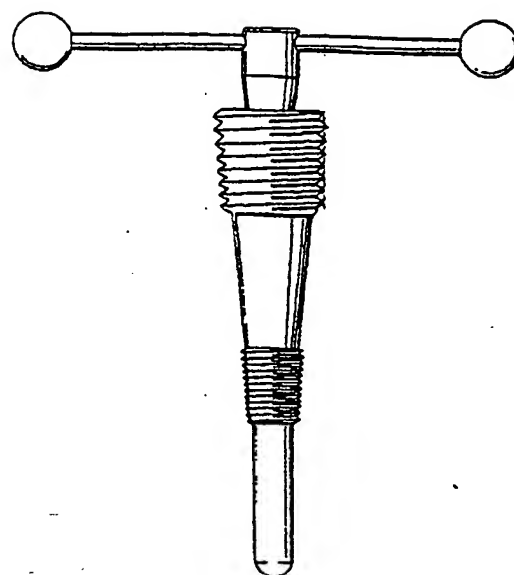
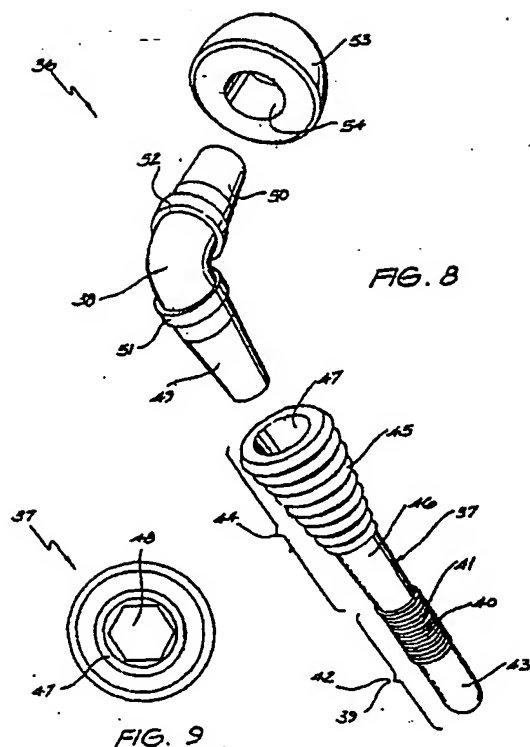
また、肘部は、延長部材が利用されることで、関節が位置されるべき位置も正確に固定される。

この発明の人工器官は、人工器官における軸方向移動に対する抗力を、骨と人工器官との接触によって生じる摩擦力と高速及び低速ねじりによる応力によって提供する。

人工器官の逆回転による不要な摩擦を防止するために骨髄腔の壁面に沿って形成された長軸方向のチャネルによって、骨に、人工器官を、容易に締付けることができる。この締付けには、人工器官の軸内に対応するスロットを必要とする。

上述したこの発明の設置は単なる例に通ずる。上記説明を基にしてこの発明をいかようにも変形できることはいうまでもない。





要 約 者

大腸骨人工器官 (20) は、大腸骨の骨髓腔に挿入される。人工器官 (20) は、軸部 (21)、この軸部から取外すことのできる頭部 (22)、及び、この頭部から取外すことのできる頸部 (23) から構成され、上記頭部 (22) は、自身の両端部に、上記軸部 (21) 及び上記頸部 (23) のそれぞれとオス・メスまたはメス・オス結合するための環溝 (24, 25) からなり、上記軸部 (21) 及び上記頸部 (23) に相対して回転可能に、上記軸部に上記頸部を旋転する。上記軸部 (21) には、高遠及び低遠ねじ部 (26, 29) が形成されている。

国際調査報告			
1. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER			
Inventor's International Patent Classification (IPC) or to each National Classification and/or			
Int. Cl. 1959			
2. FIELD OF THE INVENTION			
Minimum Description of the Invention			
Classification Number			
IPC			
A61B 1/00, A61B 1/02, A61B 1/04, A61B 1/06			
3. SUMMARY OF THE INVENTION			
4. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT			
Category	Reference or Document	Relevant to the Invention	Relevant to the State of the Art
X	U.S.A. 4,026,773 (STANLEY) 3 July 1969 (02.07.69), Abstract Col 2 line 27 - Col 3 line 18, Col 4 line 32-36, Figs 1, 2, 4	(1, 2, 27, 28)	
X	U.S.A. 3,621,791 (A. SCHMIDTKE) 12 May 1969 (12.05.69) Abstract, claims	CM	
X	U.S.A. 3,621,791 (A. SCHMIDTKE) 12 May 1969 (12.05.69) Col 1 line 30-37, Figs	(1, 16-18)	
X	U.S.A. 3,621,791 (A. SCHMIDTKE) 12 May 1969 (12.05.69) Col 1 line 30-37, Figs	CM	
X	U.S.A. 4,026,773 (STANLEY) 3 July 1969 (02.07.69), Abstract Col 2 line 27 - Col 3 line 18, Col 4 line 32-36, Figs 1, 2, 4	(1, 2, 27)	
5. STATEMENT OF THE INVENTOR			
6. CERTIFICATION			
Date of the International Search Report		Date of Mailing of the International Search Report	
20 August 1971 (08.08.71)		12 September 71	
International Searching Authority		Signature of International Officer	
AUSTRALIAN PATENT OFFICE		A. HENDERSON	

**ANNEX TO THE INTERNATIONAL SEARCH REPORT ON
INTERNATIONAL APPLICATION NO. PCT/AU 91/00244**

This Annex lists the known "A" subfamily level patent family members relating to the patent documents cited in the above-mentioned international search report. The Australian Patent Office is in no way liable for these particulars which are merely given for the purpose of information.

Patent Document Cited in Search Report		Patent Family Member			
US	4928772				
US	4938772				
US	4883724	FR	2576777	JP	61176343
		US	4883724		
FR	2633781	GB	2817562	GB	2218485
		NL	8901370	US	4878029
		GB	2817562	JP	1300787
		GB	2817562	GB	2817562
EP	308363	EP	241361	FR	2588843
EP	280726	CH	671886		

FORWARD INFORMATION CONTAINED FROM THE SECOND SHEET

V. ☐ OBSERVATIONS WHERE CERTAIN CLAIMS WERE FOUND UNSEARCHABLE *

The international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(bis) for the following reasons:

1. ☐ Claims involve a technical effect which is not required to be established by the Applicant, namely:

2. ☐ Claims involve a technical effect which is not required to be established by the Applicant, namely:

3. ☐ Claims involve a technical effect which is not required to be established by the Applicant, namely:

4. ☐ Claims involve a technical effect which is not required to be established by the Applicant, namely:

VI. ☐ OBSERVATIONS WHERE UNITY OF INVENTION IS LACKING *

The international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(bis) for the following reasons:

1. ☐ The claims are not directed to a single invention, but to a plurality of inventions, which are not necessarily derivable from one another.

2. ☐ The claims are not directed to a single invention, but to a plurality of inventions, which are not necessarily derivable from one another.

3. ☐ The claims are not directed to a single invention, but to a plurality of inventions, which are not necessarily derivable from one another.

4. ☐ The claims are not directed to a single invention, but to a plurality of inventions, which are not necessarily derivable from one another.

5. ☐ The claims are not directed to a single invention, but to a plurality of inventions, which are not necessarily derivable from one another.

6. ☐ The claims are not directed to a single invention, but to a plurality of inventions, which are not necessarily derivable from one another.

7. ☐ The claims are not directed to a single invention, but to a plurality of inventions, which are not necessarily derivable from one another.

8. ☐ The claims are not directed to a single invention, but to a plurality of inventions, which are not necessarily derivable from one another.

9. ☐ The claims are not directed to a single invention, but to a plurality of inventions, which are not necessarily derivable from one another.

10. ☐ The claims are not directed to a single invention, but to a plurality of inventions, which are not necessarily derivable from one another.